

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-212144

(43)Date of publication of application : 07.08.2001

(51)Int.Cl.

A61B 8/06  
G01S 15/89

(21)Application number : 2000-023152

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 31.01.2000

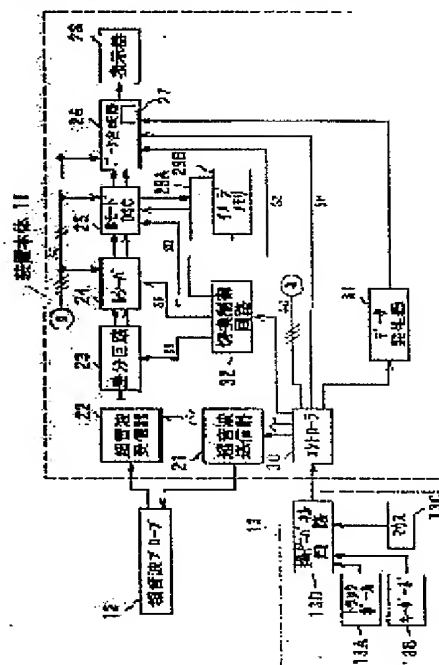
(72)Inventor : KAMIYAMA NAOHISA

## (54) ULTRASONIC DIAGNOSTIC APPARATUS AND ULTRASONIC IMAGING METHOD

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To improve a depicting ability in a contrast echo method so that fine bloodstreams can be reliably distinguished from peripheral tissues and improve image quality by imaging contrast media and tissues individually in their optimal state.

**SOLUTION:** This ultrasonic diagnostic apparatus has means (12, 21, 22, 30) for transmitting an ultrasonic wave pulse signal twice each in directions constituting a scanned region and receiving an echo signal in response to each transmitted signal and means (23) for calculating finite difference of the each signals received in response to two transmissions to obtain differential signals. There are further included the means (24-26, 30-32) for generating individual tomograms independently from echo signals and differential signals and means (26, 28) for displaying the individual tomograms at the same time, for example, by superposing or juxtaposing them.



### LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(43)公開日 平成13年8月7日(2001.8.7)

テーマト\* (参考)

4 C 3 0 1

B 5 J 0 8 3

弁理士 波多野 久 (外1名)

(2) 001-212144 (P2001-第

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体をビーム状の超音波パルス信号でスキャンして、そのスキャン領域の画像を得る超音波診断装置において、

前記スキャン領域を成す各方向に対して前記超音波パルス信号を複数回ずつ送信するとともに各回の送信に伴うエコー信号を受信するスキャン手段と、

前記複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を差分演算して差分信号を得る差分演算手段と、

前記複数回の送信の内の何れかの送信に伴って受信されるエコー信号と前記差分信号とを独立して個別の断層像に生成する生成手段と、

前記個別の断層像を同時に表示する表示手段とを、備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の超音波診断装置において、

前記複数回の送受信は、前記各方向を成す各走査線当たり2回の送受信である超音波診断装置。

【請求項3】 請求項2記載の超音波診断装置において、

前記生成手段は、前記2回の送信に伴って受信される第1及び第2のエコー信号の内の何れか一方と前記差分信号とを相互に独立した処理条件で信号処理して2つの断層像の画像データに処理する処理手段を備える超音波診断装置。

【請求項4】 請求項3記載の超音波診断装置において、

前記処理条件は、受信ゲイン、ダイナミックレンジ、エコーフィルタの遮断周波数及び帯域、及びフレーム間残像処理の内の少なくとも1つを含む超音波診断装置。

【請求項5】 請求項3記載の超音波診断装置において、

前記処理条件は、エコー信号の強度をビデオ画面にマッピングするときに実行される補間処理法及びカラーコーディング法の内の少なくとも1つを含む超音波診断装置。

【請求項6】 請求項1乃至5の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記個別の断層像を相互に異なるカラーで表示する手段を有する超音波診断装置。

【請求項7】 請求項2乃至5の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記個別の断層像を、何れか一方に他方を重畳して表示する手段である超音波診断装置。

【請求項8】 請求項7記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記一方の断層像としての前記エコー信号に拠る断層像に前記他方の断層像としての前記差分

信号に拠る断層像を重畳して表示する手段である超音波診断装置。

【請求項9】 請求項8記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記一方及び他方の断層像のうちの片方の像をグレースケール表示し且つもう片方の像をカラー表示する手段である超音波診断装置。

【請求項10】 請求項8項記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記一方及び他方の断層像を相互に異なるカラーで表示する手段を有する超音波診断装置。

【請求項11】 請求項1乃至6の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記個別の断層像を画面上で並べて表示する手段である超音波診断装置。

【請求項12】 請求項1記載の超音波診断装置において、

前記生成手段は、前記個別の断層像の画像データを個別に記憶し且つ個別に読出し可能な画像記憶手段を有する超音波診断装置。

【請求項13】 請求項12記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記画像記憶手段から前記断層像の画像データを個別に読み出す手段と、この読出した画像データに基づく前記個別の断層像の重畳表示、並列表示、及び何れかの断層像の単独表示の表示態様を切り換えて指令可能な手段を有する超音波診断装置。

【請求項14】 請求項13記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記読み出した画像データが前記エコー信号及び差分信号の何れに対応したデータであるかに応じて補間処理法及びカラーコーディング法の内の少なくとも1つを相互に独立設定して当該画像データをビデオ画面にマッピングする手段を含む超音波診断装置。

【請求項15】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体をビーム状の超音波パルス信号でスキャンして、そのスキャン領域の画像を得る超音波診断装置において、

前記スキャン領域を成す各方向に対して前記超音波パルス信号を複数回ずつ送信するとともに各回の送信に伴うエコー信号を受信するスキャン手段と、

前記複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を差分して差分信号を演算する差分演算手段と、

前記複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を加算平均して加算平均信号を演算する加算演算手段と、

前記差分信号と前記加算平均信号とを独立して個別の断層像に生成する生成手段と、

前記個別の断層像を同時に表示する表示手段とを、備え

(3) 001-212144 (P2001-EI) 升莉

たことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項16】 請求項15記載の超音波診断装置において、

前記複数回の送受信は、前記各方向を成す各走査線当たり2回の送受信である超音波診断装置。

【請求項17】 請求項16記載の超音波診断装置において、

前記生成手段は、前記加算平均信号と前記差分信号とを相互に独立した処理条件で信号処理して2つの断層像の画像データに処理する処理手段を備える超音波診断装置。

【請求項18】 請求項15乃至17の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記個別の断層像を互いに重畳又は並置した状態で表示する手段である超音波診断装置。

【請求項19】 請求項15乃至18の何れか一項記載の超音波診断装置において、

前記差分演算手段は、前記複数回の送信の内の第1回目の送信に伴って受信されるエコー信号と第2回目以降の何れかの送信に伴って受信されるエコー信号との差分演算を行なう手段であり、

前記加算演算手段は、前記複数回の送信の内の第1回目の送信に伴って受信されるエコー信号と第2回目以降の何れかの送信に伴って受信されるエコー信号との加算平均を行なう手段である超音波診断装置。

【請求項20】 請求項1又は15記載の超音波診断装置において、

前記スキャン手段は、前記微小気泡を励起するための超音波信号を前記各方向に付加的に送信する手段である超音波診断装置。

【請求項21】 請求項20記載の超音波診断装置において、

前記励起用の超音波信号の付加的な送信は、前記複数回の送信の内の2回の送信の間に時間的に介在する超音波診断装置。

【請求項22】 請求項1又は15記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記個別の断層像の重畳表示、並列表示、及び何れかの断層像の単独表示に拠る表示態様を切換指令可能な手段を有する超音波診断装置。

【請求項23】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体をビーム状の超音波パルス信号でスキャンして、そのスキャン領域の画像を得る超音波画像化方法において、

前記スキャン領域を成す各方向に対して前記超音波パルス信号を複数回ずつ送信するとともに各回の送信に伴うエコー信号を受信し、前記複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を差分演算して差分信号を求め、前記複数回の送信の内の何れかの送信に伴って受信されるエコー信号と前記差分信号とを独立し

て個別の断層像に生成し、これらの個別の断層像を同時に表示することを特徴とする超音波画像化方法。

【請求項24】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体をビーム状の超音波パルス信号でスキャンして、そのスキャン領域の画像を得る超音波画像化方法において、

前記スキャン領域を成す各方向に対して前記超音波パルス信号を複数回ずつ送信するとともに各回の送信に伴うエコー信号を受信し、前記複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を差分して差分信号を演算し、前記複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を加算平均して加算平均信号を演算し、前記差分信号と前記加算平均信号とを独立して個別の断層像に生成し、これらの個別の断層像を同時に表示することを特徴とする超音波画像化方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を被検体に投与してコントラストエコー法に拠る画像化を行う超音波イメージングに関する。とくに、本発明は、超音波造影剤の微小気泡に拠る過渡的信号を分離した超音波イメージングに関する。

【0002】

【従来の技術】超音波信号の医学的な応用は種々の分野にわたり、超音波診断装置もその1つである。超音波診断装置は超音波信号の送受により画像信号を得る装置であり、超音波信号の非侵襲性を利用して種々の態様で利用されている。

【0003】この超音波診断装置の主流は、超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得るタイプである。この撮像法は無侵襲で組織の断層像を得ることができ、X線診断装置、X線CTスキャナ、MRI装置、および核医学診断装置など、ほかの医用モダリティに比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小形で比較的安価、X線などの被曝が無い、超音波ドプラ法に拠り血流イメージングができるなど、多くの利点を有している。このため、循環器（心臓）、腹部（肝臓、腎臓など）、乳腺、甲状腺、泌尿器、および産婦人科などの診断において広く利用されている。特に、超音波プローブを体表に当てるだけの簡単な操作により、心臓の拍動や胎児の動きをリアルタイムに観察でき、また被曝なども無いから何度も繰り返して検査でき、さらに装置をベッドサイドに移動させて容易に検査できるという種々の利点も持ち合わせている。

【0004】この超音波診断装置の分野において、最近では、静脈投与型の超音波造影剤が製品化されている。この造影剤は、心臓や腹部臓器などの検査を実施する際、静脈から超音波造影剤を注入して血流からのエコー信号を増強し、血流動態の評価を行うために用いられる。このイメージング法はコントラストエコー法と呼ば

(4) 001-212144 (P2001-p複莉)

れている。造影剤を静脈から注入する手法は、動脈から注入する手法（動脈投与型コントラストエコー法）に比べて、侵襲性が低く、この評価法による診断が普及しつつある。造影剤の主要成分は微小気泡（マイクロバブル）であり、これが超音波信号を反射する反射源になっている。造影剤の注入量や濃度が高いほど造影効果も大きくなるが、気泡というデリケートな物質の性質上、超音波照射によって崩壊する。このとき、照射条件によっては造影効果時間が極端に短縮するなどの事態が発生することが分かっている。このような状況に鑑み、近年、持続性・耐圧型の造影剤も開発されているが、主成分が気泡であるので、崩壊現象は基本的には変わらない。一方、造影剤が体内にあまり長く止まることは侵襲性の増大につながる懸念もある。

【0005】このコントラストエコー法を実施する場合、被検体部位の関心領域には血流によって造影剤が次々に供給される。このため、超音波を照射して一度、気泡を消失させても、次の超音波照射の時点では新しい気泡がその関心領域に流入していれば造影効果は維持されると想定される。しかし、実際には、超音波の送受信は通常、1秒間に数千回行われること、及び、血流速度が遅い臓器実質や比較的細い血管の血流動態が存在することを考えると、これらの診断画像上では造影剤による輝度増強を確認する前に次々と気泡が消失し、造影効果が瞬時に減弱することになる。この気泡消失現象については既に様々な報告がなされており、後述するフラッシュエコーイメージング（FEI）もこの現象に基づくイメージング法である。

【0006】造影剤を用いた診断法の内、最も基本的な診断法は、造影剤に拠る輝度増強の有無を調べることににより診断部位の血流の有無を知るというものである。さらに進んだ診断法は、診断部位における輝度変化の広がりや輝度増強の程度から造影剤の空間分布の時間変化を知るという手法や、造影剤が注入されてから関心領域に到達するまでの時間、及び、ROI内の造影剤によるエコー輝度の経時変化（Time Intensity Curve : TIC）、または最大輝度などを求める手法である。

【0007】このコントラストエコー法はまた、超音波エコー信号の非基本波成分を用いて画像化するハーモニクイメージング（HI）法に拠っても効果的に実施できる。ハーモニクイメージング法は、造影剤の主要成分である微小気泡が超音波励起されたときに生じる非線形挙動に因る非基本波成分のみを分離・検出するイメージング法である。生体臓器は比較的、非線形挙動を起こし難いため、このハーモニクイメージング法によって良好なコントラスト比の造影剤画像を得ることができ

る。

【0008】なお、生体臓器などの組織からのエコー信号にも、造影剤からのそれに比べて、微小なレベルでは

あるが、非基本波成分（主に高調波成分）が含まれ、トータルの受信エコー信号に混在するという事実が既知となっている。このような組織からの高調波成分は、通常、ティッシュハーモニク信号と呼ばれ、この信号に基づくイメージングをティッシュハーモニクイメージング（THI）法と呼ばれている。

【0009】非線形信号（主に高調波信号）を検出・画像化する具体的な手法には、高域通過型エコーフィルタを使って基本波成分を遮断し、フィルタリングされた高調波成分のみで画像を再合成する手法と、逆位相パルス加算法（パルスインバージョン法）と呼ばれる方法で高調波成分を抽出し、この高調波成分に基づき画像を再合成する手法とが知られている。

【0010】この内、逆位相パルス加算法は具体的に、例えば米国特許第5,632,277号により提案されている。このイメージング法は、位相差を互いに $180^\circ$ に設定した2つの超音波パルスを各ラスタに対して夫々送信し（合計2回送信する）、それらのエコー信号を受信して加算し、この加算信号で画像化する手法を採る。この加算処理により、エコー信号内の線形な基本波成分は波形反転して加算されるので、互いにキャンセルされ、2倍高調波成分は残留する（ $180^\circ \times 2 = 360^\circ$ ）。この手法は、1ラスタ当たり2パルスの送受信を行なう必要があるため、フレームレートは低下するが、高域通過型エコーフィルタを使用する場合のようなフィルタ設計が不要になる一方で、広帯域の送信パルスを使用することができ、これにより空間解像度を上げることができる。

【0011】ところで、上述のように超音波の照射によって微小気泡が消失してしまう現象を利用して、フラッシュエコーイメージング（Flash Echo Imaging）法（又は、トランジェントレスポンスイメージング法とも呼ばれる）と呼ばれる撮像手法が提案されており、これにより輝度増強を改善できることが報告されている（例えば、文献「67-95 フラッシュエコー映像法の検討（1）、神山直久等、第67回日本超音波医学会研究発表会、1996年6月」、又は、特開平8-280674号公報参照）。このイメージング法は原理的には、従来型の1秒間に数十フレームといった連続スキャンに代えて、数秒間に1フレームの割合で間欠的に送信にするもので、その間欠時間の間、スキャン領域に割らずに密集させた微小気泡を、間欠送信によって一度に消滅させて、高いエコー信号を得ようとする手法である。

【0012】なお、上述したハーモニクイメージング法とフラッシュエコーイメージング法は互いに相反する手法ではなく、それらを組み合わせて同時に使用することができる。これら2つの手法の位置付けを示すと、ハーモニクイメージング法については、

a). 基本波イメージング

(5) 001-212144 (P2001-Kp44)

b) フィルタに拠るハーモニクイメージング

c) 逆位相パルス加算法

が同一分類に属し、a)～c) 項の中から何れか一つの方法が選択されて使用される。一方、フラッシュエコーイメージング法については、

a<sup>-</sup>) 連続送信法

b<sup>-</sup>) フラッシュエコーイメージング法(即ち間欠的送信法)

が在り、a<sup>-</sup>) 又は b<sup>-</sup>) 項が選択される。同時に、前者の a)～c) 項の何れかの手法と後者の a<sup>-</sup>) 又は b<sup>-</sup>) 項の手法とは併存させることができる。

【0013】上述した如く、静注型造影剤を用い、ハーモニクイメージング法やフラッシュエコーイメージング法などのイメージング法を適宜な態様で用いることで、臓器実質の微小血流、すなわちバフュージョンを画像化することが可能になった。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来のイメージング法は、如何なる場合でもバフュージョンを安定して画像化できるというのではなく、以下に挙げるような、頻発する問題を抱えている。

【0015】1つ目は、ティッシュハーモニク信号に起因して診断能が低下することである。

【0016】臓器の組織から発生するティッシュハーモニク成分は、前述した如く、基本的には、造影剤からのそれよりも強度の点で低いが、しかし、実際には血流診断を困難にするという事態が頻発している。ティッシュハーモニク信号は個人差があり、信号強度が比較的大きい被検者も多い。経験的には、肝臓の診断時において、肝硬変、脂肪肝等とそうでない場合とでエコー輝度は大きく異なることが分かっている。ティッシュハーモニク信号は超音波伝搬の非線形性に因るものであるから、送信超音波パルスの音圧(出力)を上げると増大する。これに対し、造影剤からのエコー信号の方は、送信超音波パルスの音圧を所定値よりも増加させると、瞬時に消失してしまう傾向にある。この結果、造影剤を投与する前に臓器自体のエコー輝度が上昇してしまい、その投与後において、血管が細い部分(とくに血流が微小な部分)について、画像化されたエコー輝度が造影剤に因るものか否かの確認が困難になってしまうことが多い。なお、この問題は逆位相パルス加算法にも当てはまることである。

【0017】2つ目の問題は、画像の生成及び表示の処理の最適化に関する。

【0018】各ラスタ上で得られたエコー信号を断層像に再合成し、表示するまでの工程には、様々な処理が関与する。現在、それらの処理は、個々の診断領域に応じて最適化されている。例えば、肝臓などの動きが比較的少ない臓器を観察する場合、高いフレームレートは不要であるので、走査線密度を高めて解像度を上げている。

また、同じ理由により、過去のフレーム画像の残像を加算して、ノイズなどに因る画像のチラツキを抑えている。心臓の場合には、輝度の空間微分処理を行ない、心臓壁の境界を強調し、心内外膜の描出能を高める処理も行なわれている。

【0019】これに対し、造影剤の微小気泡からのエコー信号を最適状態で描出しようとする場合、常に、上述した組織描出処理が当てはまるとは限らない。微小気泡の集合は細かなスペckルパターンを示すことがあり、合わせて消失現象も生じているため、造影剤、すなわち微小血流がチラチラと動いて見えることがある。これにより、造影剤に因る輝度上昇に加え、スペckルパターンに因る視認性の向上の効果が得られている。かかる状態において、前述のようなフレーム残像処理や微分処理を行なうと、逆に、造影剤からのエコー信号の視認性が低下してしまう。

【0020】この問題を回避するため、従来実施されている実際のコントラストエコー法にあつては、微小気泡の挙動の方を重視した画像生成条件を経験的に設定することが多い。しかし、そのような場合、結果的には、臓器組織の描出状態が最適状態から大きく外れ、その描出能が著しく低下してしまうという問題が招来される。

【0021】本発明は、以上のような従来技術の有する問題に鑑みてなされたもので、被検体に造影剤を投与してコントラストエコー法を実施するときに、造影剤、すなわち微小血流を周辺の組織から確実に区別して描出能を向上させ、かつ、造影剤及び組織夫々をそれらの個々の最適状態で画像化して画質を向上させ、これにより、微小血流の診断能を向上させることができる超音波イメージング法を提供することを、その目的とする。

【0022】

【課題を解決するための手段】上述した種々の目的を達成するため、本発明の超音波診断装置は、その1つの態様によれば、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体をビーム状の超音波パルス信号でスキャンして、そのスキャン領域の画像を得る装置であり、前記スキャン領域を成す各方向に対して前記超音波パルス信号を複数回ずつ送信するとともに各回の送信に伴うエコー信号を受信するスキャン手段と、前記複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を差分演算して差分信号を得る差分演算手段と、前記複数回の送信の内の何れかの送信に伴って受信されるエコー信号と前記差分信号とを独立して個別の断層像に生成する生成手段と、前記個別の断層像を同時に表示する表示手段とを、備えたことを特徴とする。

【0023】例えば、複数回の送受信は、前記各方向を成す各走査線当たり2回の送受信である。好適には、生成手段は、前記2回の送信に伴って受信される第1及び第2のエコー信号の内の何れか一方と前記差分信号とを相互に独立した処理条件で信号処理して2つの断層像の



(6) 001-212144 (P 2001-Ho 4 4)

画像データに処理する処理手段を備える。一例として、処理条件は、受信ゲイン、ダイナミックレンジ、エコーフィルタの遮断周波数及び帯域、及びフレーム間残像処理の内の少なくとも1つを含む。また、処理条件は、エコー信号の強度をビデオ画面にマッピングするときに実行される補間処理法及びカラーコーディング法の内の少なくとも1つを含む態様であってもよい。

【0024】さらに、表示手段は、前記個別の断層像を相互に異なるカラーで表示する手段を有していてもよい。

【0025】また、例えば、表示手段は、前記個別の断層像を、何れか一方に他方を重畳して表示する。このとき、一方の断層像としての前記エコー信号に拠る断層像に他方の断層像としての前記差分信号に拠る断層像が重畳して表示される。好適には、一方及び他方の断層像のうちの片方の像がグレイスケール表示され且つもう片方の像がカラー表示される。別の好適な例は、表示手段が、一方及び他方の断層像を相互に異なるカラーで表示する手段を有することである。さらに、表示手段は、前記個別の断層像を画面上で並べて表示する手段であってもよい。

【0026】これにより、例えばスキャン中において、造影剤由来の過渡的なエコー成分が差分信号として、元のエコー信号から分離抽出され、しかも、この差分信号と元のエコー信号とが互いに独立した状態で信号処理されて別個の断層像に生成される。この別々の断層像は同時に表示される。つまり、断層像を重畳したり並置したりして同時表示する段階まで、過渡的な造影剤エコー像と定常的な組織エコー像とが個別に最適状態で信号処理される。

【0027】つまり、これは、1)：従来のハーモニクイメージング法では、基本波及び非基本波を混在させた1種類のエコー信号をプローブから表示器まで通して処理し、2)：従来のパルスインバージョン法では、2回の送信に係る2つのエコー信号をレシーバ前で合成し、その後、1種類の信号を処理して表示する、いずれの方法とも根本的に信号処理の仕組みが異なる。本発明の信号処理は、3)：組織由来のエコー信号と造影剤由来のエコー信号とをプローブからフレームメモリ（データ合成器）まで独立して処理し、表示のときに合成することと等価である。

【0028】したがって、造影剤エコー像と組織エコー像との描出能が共に向上し、また、組織の微小血流が組織エコーに阻害されて視認性が低下するということも確実に排除される。加えて、このコントラストエコー法により組織の微小血流の動態を観察するとき、その観察対象である造影剤エコー像に加えて、組織エコー像が常に同時に提供されるので、微小血流分布の空間的な位置把握も容易になる。

【0029】ところで、本発明に係る画像化は、スキャ

ン中ばかりでなく、スキャン後（診断後）に改めて記憶データから表示することで達成できる。

【0030】このためには、例えば、前記生成手段は、個別の断層像の画像データを個別に記憶し且つ個別に読出し可能な画像記憶手段を有する。好適には、表示手段は、画像記憶手段から断層像の画像データを個別に読み出す手段と、この読出した画像データに基づく個別の断層像の重畳表示、並列表示、及び何れかの断層像の単独表示の表示態様を切り換えて指令可能な手段を有する。例えば、表示手段は、読み出した画像データがエコー信号及び差分信号の何れに対応したデータであるかに応じて補間処理法及びカラーコーディング法の内の少なくとも1つを相互に独立設定して当該画像データをビデオ画面にマッピングする手段を含む。

【0031】さらに、本発明の超音波診断装置の別の態様によれば、前述の基本態様と同等の装置構成において、前記エコー信号の代わりに、前記複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を加算平均して加算平均信号を演算する加算演算手段を備え、前記差分信号とこの加算平均信号とを独立して個別の断層像に生成し、同時に表示することとを特徴とする。

【0032】この場合、好適には、複数回の送受信は、前記各方向を成す各走査線当たり2回の送受信である。また、生成手段は、加算平均信号と差分信号とを相互に独立した処理条件で信号処理して2つの断層像の画像データに処理する処理手段を備えることが望ましい。さらに、表示手段は、好適には、個別の断層像を互いに重畳又は並置した状態で表示する手段である。

【0033】また、本発明の超音波診断装置の別の態様として、前記差分演算手段は、前記複数回の送信の内の第1回目の送信に伴って受信されるエコー信号と第2回目以降の何れかの送信に伴って受信されるエコー信号との差分演算を行なう手段であり、前記加算演算手段は、前記複数回の送信の内の第1回目の送信に伴って受信されるエコー信号と第2回目以降の何れかの送信に伴って受信されるエコー信号との加算平均を行なう手段である、ように構成してもよい。

【0034】また、本発明では、前記第1、第2の態様において、前記スキャン手段は、前記微小気泡を励起するための超音波信号を前記各方向に付加的に送信する手段として構成してもよい。このときの励起用の超音波信号の付加的な送信は、前記複数回の送信の内の2回の送信の間に時間的に介入させることが好適である。

【0035】さらに、本発明では、前記第1、第2の態様において、前記表示手段は、前記個別の断層像の重畳表示、並列表示、及び何れかの断層像の単独表示に拠る表示態様を切換指令可能な手段を有する、ことが望ましい。

【0036】一方、本発明に係る超音波画像化方法の1つの態様によれば、スキャン領域を成す各方向に対して



(7) 001-212144 (P 2001-贈荷)

超音波パルス信号を複数回ずつ送信するとともに各回の送信に伴うエコー信号を受信し、その複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を差分演算して差分信号を求め、複数回の送信の内の何れかの送信に伴って受信されるエコー信号と前記差分信号とを独立して個別の断層像に生成し、これらの個別の断層像を同時に表示することを特徴とする。

【0037】また、この超音波画像化方法の別の態様として、前記複数回の送信の内の2回の送信に伴って受信されるエコー信号同士を加算平均して加算平均信号を演算し、この差分信号と加算平均信号とを独立して個別の断層像に生成し、これらの個別の断層像を同時に表示するという構成であってもよい。

【0038】

【発明の実施の形態】以下、この発明の実施形態を図面に基づき説明する。

【0039】(第1の実施形態)第1の実施形態を、図1～11を参照して説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に超音波造影剤を投与し、その造影度から血流状態を観察するようにした全ての関心部位の診断に適用できるが、以下では、肝臓実質または心臓筋肉に流入する造影剤(すなわちバフュージョン)の造影度に基づき血流動態のデータを得て異常部位を同定する機能を有する超音波診断装置について説明する。

【0040】図1に、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を概略的に示す。図1に示す超音波診断装置は、装置本体11と、この装置本体11に接続された超音波プロープ12と、及び操作パネル13とを備える。

【0041】操作パネル13は、キーボード13A、トラックボール13B、マウス13C、及び操作パネル回路13Dを備えている。これらの操作デバイスは、操作者が従来装置と同様に患者情報、装置条件、ROI(関心領域)などを入力又は設定するために使用されるほか、本発明に係る信号後処理のパラメータの設定・変更及び表示態様の選択に使用される。

【0042】超音波プロープ12は、被検体との間で超音波信号の送受信を担うデバイスであり、電気/機械可逆的変換素子としての圧電セラミックなどの圧電振動子を有する。好適な一例として、複数の圧電振動子がアレイ状に配列されてプロープ先端に装備され、フェーズドアレイタイプのプロープ12が構成されている。これにより、プロープ12は装置本体11から与えられるパルス駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体のスキャン領域内の所望方向に送信する一方で、被検体から反射してきた超音波エコー信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換する。

【0043】装置本体11においてイメージングされるモードには「Bモード」が用いられている。具体的には、装置本体11は、プロープ12に接続された超音波

送信器21および超音波受信器22、この受信器22の出力側に置かれた差分回路23、レーザバ24、BモードDSC(デジタル・スキャン・コンバータ)25、データ合成器26(カラーコーディング回路27を搭載する)、表示器28、及びイメージメモリ29A、29Bを備える。また装置本体11は、操作パネル13からの操作信号を受けるコントローラ30、及び、このコントローラ30の指示にตอบสนองして動作するデータ発生器31、切換制御回路31を備える。

【0044】上述の各構成要素について、その構成及び動作を説明する。

【0045】超音波送信器21は、図示しないパルス発生器、送信遅延回路、およびパルサを有する。パルス発生器は一定のパルス繰返し周波数(PRF: pulse repetition frequency)に拠るレートパルスを発生する。このレートパルスは、送信チャンネル数分に分配されて送信遅延回路に送られる。送信遅延回路には、遅延時間を決めるタイミング信号がコントローラ30から送信チャンネル毎に供給されるようになっている。これにより、送信遅延回路はレートパルスに指令遅延時間をチャンネル毎に付与する。遅延時間が付与されたレートパルスが送信チャンネル毎にパルサに供給される。パルサはレートパルスを受けたタイミングでプロープ12の圧電振動子(送信チャンネル)毎に電圧パルスを与える。これにより、超音波信号がプロープ12から放射される。超音波プロープ12から送信された超音波信号は被検体内でビーム状に集束されかつ送信指向性が指令されたスキャン方向に設定される。

【0046】送信された超音波パルス信号は、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。この反射超音波信号は再びプロープ12で受信され、対応する電圧量のエコー信号に変換される。このエコー信号はプロープ12から受信チャンネル毎に超音波受信器22に取り込まれる。

【0047】超音波受信器22は、その入力側から順に、プリアンプ、A/D変換器、受信遅延回路、および加算器(いずれも図示せず)を備える。プリアンプ、A/D変換器、及び受信遅延回路はそれぞれ、受信チャンネル分の回路を内蔵しており、デジタルタイプの受信器に形成されている。受信遅延回路の遅延時間は、所望の受信指向性に合わせて遅延時間パターンの信号としてコントローラ30から与えられる。このため、エコー信号は、受信チャンネル毎に、プリアンプで増幅され、A/D変換器でデジタル信号に変換され、さらに受信遅延回路により遅延時間が与えられた後、加算器で相互に加算される。この加算により、所望の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。送信指向性と受信指向性の性能を総合することにより、送受信の超音波ビームの総合的な性能が得られる。

【0048】超音波パルス信号は上述のようにビーム状

(8) 001-212144 (P2001-JT44

に収束させて送受信されるが、ここで、被検体のスキャン面における各走査線に対するスキャン順（超音波パルス信号の送受信順）を図2に基づき説明する。なお、このスキャン順は、スキャン面を形成する複数の走査線（ラスタ）の夫々を2回ずつカバーすれば任意の順でよいが、同一の走査線に対しては時間的に近接していることが望ましい。また、スキャン法はセクタスキャン法に限られず、リニアスキャン法、コンベックスキャン法などであってもよい。

【0049】図2に示すスキャン順は、特開平8-336527号公報で提案されている2パルス差分法と呼ばれるイメージング法を踏襲したもので、収束したビーム状の超音波パルス信号により同一の走査線に2回ずつ連続してスキャンし、走査線をセクタ状に移動させながら、このスキャンを繰り返す。つまり、最初の走査線に対してスキャン順(1)、(2)で、次の走査線に対してスキャン順(3)、(4)で、以下同様にして、最終の走査線に対してスキャン順(239)、(240)でスキャンがそれぞれ実施される。この例では、したがって、総走査線数120本に対して2回ずつ、すなわち240回のスキャンが行なわれる。

【0050】このスキャン法によれば、各走査線上から2回の送信夫々に対応した2つのエコー信号が収集される。そこで、本実施形態では、後述するように、この2つのエコー信号の相互差分が演算され、差分信号が生成される。この差分処理により、定常的で2つの送信パルス印加の間に位置変化の無い又は殆ど無い組織エコーなどのエコー成分（これを定常的成分と呼ぶ）は相殺される。一方、超音波照射により造影剤の微小気泡が励起され、そのサイズ変化や崩壊現象が起こることに因って、2つの送信パルス印加時それぞれのエコー信号成分は互いに信号強度などの点で異なる。このため、2つのエコー信号間の互いに相違する成分（これを過渡的（又は非定常的）成分と呼ぶ）が差分信号として残存・抽出される。

【0051】なお、本発明では、後述するように、かかる差分信号に加えて、差分する前のエコー信号を用い、コントラストエコー法のより最適な画像化を行なうことを特徴としている。

【0052】図1に戻って、超音波受信器22の加算器の出力端は差分回路23に接続されている。

【0053】この差分回路23は、図3に示す如く、電子的に出力経路を切替え可能な1入力2出力型の電子スイッチ41、2個のラインメモリ42A、42B、及び1個の減算器43を備える。

【0054】これにより、受信器22から出力したエコー信号は電子スイッチ41により超音波パルス信号のスキャン（送受信）順(1)～(240)に応じて切り替えられ、エコー信号1又は2を生成する。このスイッチ切替は切換制御回路32から与えられるスイッチ信号S

Sにより制御される。送受信順、すなわちスキャン順が(1)、(3)、(5)、…、(239)の奇数番目ときには一方の出力端子に切り換えられてエコー信号1が生成され、(2)、(4)、(6)、…、(240)の偶数番目のときにはもう一方の出力端子に切り換えられてエコー信号2が生成される。

【0055】エコー信号1を生成する一方のスイッチ出力端は一方のラインメモリ42Aを介して減算器43の+入力端に接続され、一方、エコー信号2を生成するもう一方のスイッチ出力端はもう一方のラインメモリ42Bを介して減算器43の-入力端に接続されるとともに、そのまま取り出されて差分回路23の出力の1つを成している。また、減算器43の出力はそのまま取り出されて差分回路23の出力の別の1つを成している。このため、差分回路23の出力は、減算器43の出力に拠る差分信号S（＝エコー信号1－エコー信号2）と、エコー信号2との2つになる。なお、減算器43をラインメモリ42B側に設けることもでき、エコー信号2の代わりにエコー信号1を使用してもよい。

【0056】図1に示す如く、上述の差分回路23の出力端は、レシーバ24及びBモードDSC25を順に經由してデータ合成器26に至る。これらレシーバ24、BモードDSC25、及びデータ合成器26は、差分回路23の2系統の出力信号、すなわち差分信号S及びエコー信号2の夫々に対応して2系統、設けられ、機能的には信号別に独立したパラメータや条件の設定に基づく信号処理が実行可能になっている。なお、この独立したパラメータや条件は、操作者が操作パネル13のキーボードやマウスから信号2及びSの別に手動設定可能になっているが、このパラメータや条件を信号別に予めデフォルトとして固定設定しておいてもよい。

【0057】かかる独立した信号処理は本発明の特徴の1つを成すもので、定常的信号成分である組織からのエコー信号の後処理と過渡的信号成分である造影剤からのエコー信号の後処理とを、両信号の画像の重畳前に互いに独立して最適化することある。この独立した信号処理の流れを図4に概念的に示す（本図では、各ユニットにおける2つの処理は並列的に行なわれるかの如く見えるが、後述する如く、各ユニットにおいて時分割方式で2つの処理が行なわれ、機能的に独立した処理であればよい）。

【0058】レシーバ24は、図示しないが、ハードウェア回路としては、対数増幅器、包絡線検波器及びデジタルエコーフィルタなどを1系統、備える。ハーモニクイメージング法を実施する装置の場合、このデジタルエコーフィルタには、超音波パルス信号の送信周波数の例えば2倍の高調波成分のみを通過させる高域通過型エコーフィルタの特性が付与される。このレシーバ24により、受信指向性が与えられた各走査線方向のエコー信号がデジタル量の状態に対数増幅され、包絡線検波さ

(9) 001-212144 (P2001→荏

れ、さらに所望帯域のフィルタリング施される。この結果生じるエコー信号は更にBモードDSC25に送られる。

【0059】このレシーバ24は、差分回路23から差分信号S及びエコー信号2を順次受け、それぞれの信号に対して、同一のハードウェア回路により、その回路に各別に設定したパラメータの元で時分割方式で上述した信号処理(24A, 24B:図4参照)を交互に切り換えて実行する。この切換は、切換制御回路32から送られてくる切換指令信号SRに応答して制御される。時分割方式を採用することで、ハードウェア回路が1系統で済み、ハードウェア規模の増大を抑えることができる。なお、この時分割方式の代わりに、上述したハードウェア回路を2系統別個に用意して、差分信号S及びエコー信号2それぞれを並列的に信号処理することも可能である。

【0060】レシーバ24において差分信号S及びエコー信号2に対して独立して実行される処理24A, 24Bを説明する(図4参照)。レシーバ24では基本的なゲインとダイナミックレンジが決定されるため、両信号S及び2それぞれの強度に見合ったパラメータ設定が行なわれる。

【0061】(処理24Aについて)この内、エコー信号2に対する、独立したパラメータ設定に基づく信号処理24Aとしては、組織断層像を最適画質で描出せんがため、従来の超音波診断装置で行なわれていると同様な様々な処理がそのまま適用される。例えば、肝臓を描出するときには、上述したレシーバ処理において、肝臓のスペックルパターンを深度が変わっても均質にするように、デジタルエコーフィルタのパラメータとしての遮断周波数及び帯域が深度毎に細かく調整されてフィルタリングされる。

【0062】(処理24Bについて)本発明者の知見によれば、差分信号Sの平均強度はエコー信号2のそれに比べて、約-20~-30dBであることが分かっている。このため、レシーバ24のゲインレベル(パラメータ)がエコー信号2のときよりも高く設定される。また、造影剤からのエコーに対しては、スペックルパターンの均一さよりもプローブの帯域が重視される。すなわち、微小気泡からのエコーの強度がより大きい値として検出されるようにエコーフィルタの帯域(パラメータ)が設定される。さらに、この差分信号Sの処理24Bには、ハーモニクイメージング用のエコーフィルタが設定されることもある。

【0063】レシーバ24で信号処理(24A, 24B)された差分信号S及びエコー信号2は各別にBモードDSC(デジタルスキャンコンバータ)25に送られる。

【0064】このDSC25は、入力信号のそれぞれを超音波スキャンのラスト信号列からビデオフォーマット

のラスト信号列に変換し、これをデータ合成器26に送るようになっている。この場合にも、DSC25の同一のハードウェア回路により、その回路に各別に設定したパラメータの元で時分割方式で、差分信号S及びエコー信号2は個別に交互に切り換えてスキャン変換される(25A, 25B:図4参照)。この切換は、切換制御回路32から送られてくる切換指令信号SDに応答して制御される。なお、前述と同様に並列処理も可能である。

【0065】BモードDSC25において差分信号S及びエコー信号2に対して独立して実行されるポストプロセス(PP)と呼ばれる処理25A, 25Bを説明する(図4参照)。

【0066】(処理25Aについて)エコー信号2の信号処理25Aにあつては、組織の断層像に関して、必要に応じて、その深度方向に輝度値の微分(輝度微分)が行なわれ、組織の境界の強調処理が、基本作業であるスキャン変換に追加して行なわれる。とくに心臓の場合、かかる処理が最適である。また、動きの少ない腹部領域の場合、フレーム相関処理が追加的に行われる。これは、過去のフレーム輝度の何割かを現在のフレームに合成する処理であり、これにより、残像感のある画像が生成され、ノイズのチラツキが低減される。

【0067】(処理25Bについて)差分信号Sに対するBモードDSC25での信号処理は、基本作業であるスキャン変換が主なものであり、処理25Aで説明した追加的な輝度微分やフレーム相関処理は実行されない。これにより、微小気泡の過渡的な振る舞いが認識し難くなる状態が防止される。

【0068】BモードDSC25でスキャン変換された差分信号S及びエコー信号2は各別にデータ合成器26に送られる。

【0069】このデータ合成器26は、送られてくる差分信号S及びエコー信号2に拠る2フレーム分のBモード画像データを並べる或は重ねる等の処理によって1フレームの画像データに合成するとともに、データ発生器31から送られてくる文字、目盛などのデータ及び/又はグラフィックデータをその画像データに重畳する。

【0070】かかる合成処理は本発明の別の特徴を成すもので、定常的信号成分である組織の断層像と過渡的信号成分である造影剤の断層像とを同時に表示して診断に供することにある。

【0071】この両方の断層像の表示態様として、後述するように複数のものが用意されており、どの表示態様を選択するかは指令は、コントローラ30から送信されてくる選択信号SPにより決まる。選択信号SPは操作者の指令に対応している。図5、8~10に、各種の表示態様を例示する(この表示態様については、後で詳述される)。

【0072】この選択信号SPにより指名された表示態

(巻0) 01-212144 (P2001-3) 翻訳

様がカラーコーディングの断層像を要求している場合、データ合成器26に内蔵されているカラーコーディング回路27が応答し、差分信号S及びエコー信号2に拠る画像データにピクセル単位で各種のカラーコーディングを施す。カラーコーディング処理されないピクセルの画像データは、グレイスケール画像データとして取り扱われる。

【0073】この合成処理の際、データ合成器26の同一のハードウェア回路により、その回路に各別に設定したパラメータの元で時分割方式で、差分信号S及びエコー信号2は個別に交互に切り換えて補間処理などの信号処理26A、26B(図4参照)が実行される。この切換は、切換制御回路32から送られてくる切換指令信号SZに応答して制御される。かかる時分割処理に代えて、前述と同様に並列処理を採用してもよい。

【0074】(処理26A)エコー信号2に関する信号処理26Aには、補間処理が含まれる。この補間処理は、DSC25により走査線の輝度信号を並び替えてスキャン変換された信号を受けて再度、実行されるもので、各点のなるべく遠い区間の輝度信号が集められ、その点毎に補間される。これにより、臓器スペックルパターンがより滑らかに結ばれたビットマップ情報を有する画像データが生成される。

【0075】(処理26B)差分信号Sに関する信号処理26Bにも、補間処理が含まれるが、その処理内容は異なる。造影剤の微小気泡からのエコー信号は過渡的であり、ある走査線のみについて大きな強度の差分信号が得られるものの、その隣の走査線では微小気泡が消失し、差分信号が殆ど得られないという場合も頻繁に起こり得る。この場合、上述した処理26Aの補間法に従うと、全くランダムな輝度情報から無理な補間になる。つまり、遠い区間の輝度情報は殆ど意味が無いので、ここでの処理26Bの場合、近隣部のみの輝度情報を用いて直線補間などの補間法が各点毎に実行される。

【0076】このようにして合成された最終の画像データは表示器28に送られる。表示器28では、画像データは、内蔵されたD/A変換器でアナログ量に変換され、TVモニタなどのディスプレイ画面に被検体組織形状を表す断層像として表示される。この断層像にあっては、その所望部位にピクセル毎にカラーが付与されている。表示器に被検体の組織形状の断層像として表示する。

【0077】一方、イメージメモリ29A、29Bは、各々、BモードDSC25に接続されるとともに、このDSC25の処理信号(超音波スキャンのラスト信号列、ビデオフォーマットのラスト信号列の何れか又は両者)を記録するメモリ素子及びその書き込み・読出し制御回路を備える。なお、イメージメモリ29A、29Bには、差分信号S及びエコー信号2に関する上述した処理信号を各別に分けて記憶されるようになっている。つま

り、一方のイメージメモリ29Aには差分信号Sの処理信号の記憶が、もう一方のイメージメモリ29Bにはエコー信号2の処理信号の記憶がそれぞれ割り当てられている。

【0078】このようにイメージメモリ29A、29Bに記憶された信号は、スキャン(診断)の最中又はその後、フレーム単位で読み出して利用可能になっている。この利用に際し、イメージメモリ29A、29Bから読み出された信号はBモードDSC25を通してデータ合成器26に送られ、同合成器において、その信号を画像として表示するときの画像合成法が適宜な態様に変更、調整される。この画像は表示器29に送られて表示される。

【0079】一方、コントローラ30は、CPU及びメモリを備えたコンピュータ構成で成り、予めプログラムされている手順にしたがって、装置全体の動作を制御する。この制御動作には、送信器21に対する送信制御(送信タイミング、送信遅延など)、受信器22に対する受信制御(受信遅延など)、データ発生器31に対する文字情報や目盛などの表示データ生成の指令、操作者が操作パネル13を介して指令した表示態様に対応した選択信号SPを出力、操作者が操作パネル13を介して指令した信号処理パラメータに対応した制御信号SCの出力、切換制御回路32の駆動制御、及び、その他の構成要素の動作タイミングの制御などを含む。

【0080】データ発生器31は、コントローラ30からの表示データ生成の指令に応答して、指定ROI(関心領域)の図形データやアノテーションなどの文字データを生成してデータ合成器26に送る。また切換制御回路32は、コントローラ30からの動作指令に応答して、レシーバ24、BモードDSC25、及びデータ合成器26の信号処理を時分割方式でエコー信号2及び差分信号Sそれぞれに対応して切り換える。これにより、図4に示した如く、エコー信号2及び差分信号Sそれぞれが互いに独立して処理される形態が採られる。

【0081】次に、図5～10を参照して、データ合成器26で合成処理に付される第1～第4の表示態様を説明する。この表示態様は操作者が任意に選択できる。なお、本超音波診断装置は、図示しないが、エコー信号2(又はエコー信号1)に拠るBモード断層像を単独で表示する機能も有している。

【0082】(第1の表示態様)第1の表示態様に係るデータ合成処理の概要を図5に、その表示例を図6にそれぞれ示す。

【0083】図5に示す如く、エコー信号2に拠る断層像 $TM_2$ はほぼ従来の通りにBモード像(グレイスケール像)として生成される。差分信号Sに拠る断層像 $TM_S$ については、輝度値が所定しきい値以上の画素のみを抽出し、その画素に例えば赤色や青色のカラーコーディングを施してカラーマッピング像として生成される。こ

(巻1) 01-212144 (P2001-F紙面)

の後、エコー信号2に拠る断層像 $TM_2$ の画像データに、差分信号Sに拠る断層像 $TM_S$ の画像データが重畳される。この重畳処理において、断層像 $TM_S$ の画素が存在するピクセルについては、このピクセルがもう一方の断層像 $TM_2$ のそれに優先させ、それ以外のピクセルについては、断層像 $TM_2$ 自体のピクセルが選択され、これにより断層像の合成が行なわれる。

【0084】この結果、図6に示す如く、一方の断層像 $TM_2$ を背景像として、これにもう一方の $TM_S$ が重畳され、この重畳像が表示器28に表示される。差分信号Sに拠る断層像 $TM_S$ では、所定のしきい値未満の画素部分は透明に表示されるので、その部分はもう一方の断層像 $TM_2$ の地が現われる。断層像 $TM_S$ によれば、差分信号S、すなわち過渡的なエコー成分の存在領域周辺の微妙な輝度変化の表示能は低下するが、かかる存在領域が非常に明瞭に表示されるので、その領域を概略的に把握することに優れている。

【0085】(第2の表示態様)第2の表示態様に係るデータ合成処理の概要を図7に、その表示例を図8にそれぞれ示す。

【0086】図7に示す如く、エコー信号2に拠る断層像 $TM_2$ はBモード像(グレイスケール像)として生成される。差分信号Sに拠る断層像 $TM_S$ については、その画素に例えば赤色や青色のカラーコーディングを施してカラーマッピング像として生成される。この後、エコー信号2に拠る断層像 $TM_2$ の画像データに、差分信号Sに拠る断層像 $TM_S$ の画像データが重畳される。この重畳処理において、一方の断層像 $TM_2$ を成す各ピクセルの画素値(輝度値)に、もう一方の断層像 $TM_S$ のそれが加算され、断層像が合成される。

【0087】この結果、図8に示す如く、一方の断層像 $TM_2$ を背景像として、これにもう一方の断層像 $TM_S$ が重畳され、この重畳像が表示器28に表示される。この重畳像全体の輝度は、組織からのエコー信号に拠る輝度の影響を受けるが、エコー信号2に拠る断層像 $TM_2$ にも造影剤の輝度増強成分が含まれているので、結果として、カラー部分(エコー信号Sに拠る輝度部分)の視認性が高まる。加えて、この場合に、エコー信号2の輝度レンジを狭めることで(例えば256階調の輝度レンジを40階調のそれに再割付する)、組織の描出能を高い状態に保持しながら、差分信号Sをより明瞭に観察することができる。

【0088】本発明者の行なった検討によれば、上述のように処理した差分信号Sに拠る断層像 $TM_S$ は、カラーマッピングせずに、グレイスケール表示であっても、この断層像 $TM_S$ が高輝度に表示されることから、比較的良好な視認性が得られることが確認されている。

【0089】(第2の表示態様の変形例)上述した第2の表示形態は、以下の如く、表示輝度に再演算を加えて実施することもできる。

【0090】この変形例では、差分信号Sに拠る断層像 $TM_S$ に対する輝度比 $a$  ( $0 \leq a \leq 1$ ) が用いられる。この輝度比 $a$ として、操作者は操作パネル13を用いて任意値を指令可能になっている。この輝度比 $a$ の任意値はコントローラ30を介してデータ合成器26に送られ、この合成器では以下の演算式に基づいた輝度値の再演算が行なわれるようになっている。

【0091】すなわち、データ合成器26において、両断層像 $TM_S$ 及び $TM_2$ の画像データが相互に合成された後、合成画像の各表示ピクセルの輝度 $B$ が

$$【数1】 B = a \cdot TM_S + (1 - a) \cdot TM_2$$

に基づき再演算される。このように輝度値が再演算された、合成後の画像データは、表示器28に送られて表示される。

【0092】この結果、輝度比 $a = 1$ の場合、差分信号Sに拠る断層像 $TM_S$ の成分が100%を占める表示状態に、反対に輝度比 $a = 0$ の場合、エコー信号2に拠る断層像 $TM_2$ の成分が100%を占める表示状態に、さらに、輝度比 $a$ が $0 < a < 1$ の場合、その比率に応じて両断層像の成分が混合された表示状態となる。

【0093】このため、操作者は、操作パネル13を介して、リアルタイムにスキャンを行なっている間、又は、イメージメモリ29A、29Bから記録画像データを読み出して再生している間において、両断層像 $TM_S$ 及び $TM_2$ の混合比を自在に手動変更できる。したがって、診断時に差分信号S又はエコー信号2の一方を強調したり、弱めたりする操作を行ないながら重畳画像を得て、スキャン状態の目視確認などを容易に行なうことができる。

【0094】なお、上述した輝度比 $a$ を調整する構成は、スキャン中に操作パネルから手動で指令する態様に限定されるものではなく、予め適宜な値をデフォルトとして設定しておいてもよいし、このデフォルト値をスキャン毎に事前に適宜な値に変更しておくようにしてもよい。

【0095】(第3の表示態様)第3の表示態様に係る表示例を図9に示す。

【0096】図9に示す如く、エコー信号2に拠る断層像 $TM_2$ 及び差分信号Sに拠る断層像 $TM_S$ は、共に、従来と同様のBモード像(グレイスケール像)として生成される。これらの断層像 $TM_2$ 及び $TM_S$ は画面上に並置された状態で表示される。

【0097】前述のように重畳表示する場合、造影剤部位は容易に同定可能であるが、Bモードのスペックルパターン(散乱)の描画性を完全には保持できない。そこで、両断層像 $TM_2$ 及び $TM_S$ をこのように並べて表示することで、それらの微小なスペックルパターンを確実に観察することができる。

【0098】(第4の表示態様)第4の表示態様に係る表示例を図10に示す。



(巻2) 01-212144 (P2001-00000)

【0099】同図に示す表示形態は、第3の表示形態(図9)を変形したもので、差分信号Sに拠る断層像TMSを図9の画像から図2(第2の表示形態)のものに置き換えたものである。つまり、図10に示す如く、表示器28の画面左側にはエコー信号2に拠る断層像TM2が、右側には、図8と同様に生成された両信号2及びSに拠る「TM2+TMS」の重畳画像が並置して表示される。この「TM2+TMS」の画像において、エコー信号2に拠る画像TM2の輝度レンジは大幅に狭められる。

【0100】これにより、組織の概略形状を重ねた状態を、そうでない状態と比較して観察することが容易に行なえる。この場合、詳細な画像は並置された断層像TM2として得られているので、詳細な画像情報も併せて同時に提供される。

【0101】なお、このように2種類の断層像を並列表示する場合、各画像の大きさ若しくはその大きさの比率は適宜に変更してもよい。また、上述した以外の表示形態としては、従来と同様のエコー信号2に拠るBモード断層像のみを表示する態様もある。

【0102】続いて、本実施形態の作用効果を説明する。

【0103】いま、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を持続投与しながら、例えば心臓筋肉に流入する造影剤、すなわち組織血流のパフュージョンをコントラストエコー法で観察しているとすると、

【0104】超音波パルス信号の送信に伴って、被検体内の組織及び/又は造影剤で散乱した超音波エコーはプローブ12で受信され、その振動子で電気的なエコー信号に変換される。このエコー信号はプローブ12からチャンネル毎に受信器22に送られる。受信器22では、チャンネル毎のエコー信号がビームフォーカスされ、前述した如く、収束されたエコー信号に形成される。このエコー信号は差分回路23に送られる。このエコー信号はスキャン毎に生成される。

【0105】切換制御回路32は切換信号SSを例えばオン・オフするので、これに応答して、差分回路23の電子スイッチ41の出力先は、スキャン順(1)、(2)、…、(240)に応じて、一方のラインメモリ42A側又はもう一方のラインメモリ42B側に選択的に切り換えられる。つまり、図2に示す如く、スキャン順が奇数番目のスキャン時には一方のラインメモリ42Aにエコー信号1が一時記憶され、偶数番目のスキャン時にはもう一方のラインメモリ42Bにエコー信号2が一時記憶される。

【0106】さらに、この差分回路23では、一時記憶されたエコー信号1及び2を用いて差分器23により差分が行なわれて差分信号S(「エコー信号1」-「エコー信号2」)が得られると共に、何も演算が施されないエコー信号2(エコー信号1でもよい)が得られる。

【0107】このエコー信号2及び差分信号Sは、レシーバ24、BモードDSC25、及びデータ合成器26それぞれにおいて、切換制御回路32からの指令信号SR、SD、SZに基づく時分割方式の切換制御によって、図4に機能的に示した如く、相互に独立したパラメータ及び条件に拠る信号処理を受ける。すなわち、エコー信号2は、レシーバ24においてレシーバ処理24Aを、続いてDSC25においてスキャン変換処理25Aを、続いてデータ合成器26において補間処理26Aを受ける。一方、差分信号Sは、レシーバ24においてレシーバ処理24Bを、続いてDSC25においてスキャン変換処理25Bを、続いてデータ合成器26において補間処理26Bを受ける。

【0108】そして、データ合成器26にて、操作者から選択信号SPを介して指令された表示態様に基づく最終の断層像データに合成される。また、表示態様の内容次第で、必要ピクセルがカラーエンコードされて、表示器28に送られる。指令される表示態様のうち、本発明の特徴を具体化する表示態様によれば、エコー信号2に拠る断層像TM2と差分信号Sに拠る断層像TMSとが同時に表示される。

【0109】この表示については、一度選択された表示形態でそのまま診断し続けることもできるが、手元の操作パネル13へのワンタッチ操作で、図11に示す如く、表示態様及びカラーを適宜に選択・変更し、複数種の画像を順に表示させながら診断を行なってもよい。例えば表示形態に関しては、同図(a)に示す如く、エコー信号2のBモード断層像の単独表示、エコー信号2に拠る断層像と差分信号Sに拠る断層像の重畳表示(図6、8参照)、及びエコー信号2に拠る断層像と差分信号Sに拠る断層像の重畳表示(図9、10参照)を適宜な順に適宜なタイミングで切り換えることができる。また、表示カラーに関しては、同図(b)に示す如く、グレースケール、赤系カラーマッピング、及び青系カラーマッピングを適宜な順に適宜なタイミングで切り換えることができる。カラーの種類については勿論、赤及び青以外のものを選択できる。

【0110】このように本実施形態によれば、各走査線に対する2つのエコー信号から2パルス差分法に基づいて差分信号Sを演算しているため、造影剤由来の過渡的なエコー成分を定常的な組織のエコー成分から確実に分離することができる。そして、この分離した2つの信号に対して、造影剤及び組織それぞれへの超音波照射の特質等を独自に考慮して決められたパラメータ及び条件(フレームレート、フレーム残像、空間輝度微分など)に拠る後信号処理を各別に施すことから、エコー信号及び差分信号のそれぞれは、後信号処理において、保有しているエコー情報を減じることなく、自信号に最適な状態で独立処理される。つまり、検出されたエコー信号及び演算された差分信号は、それぞれ、画像表示されたと

(図3) 01-212144 (P2001-補0144)

きに最大限の視認性を発揮可能な信号として生成される。

【0111】このエコー信号及び差分信号は、互いに分離状態のまま、断層像の画像データに生成される。この両断層像はその後、再合成され、1つの画像として表示される。したがって、この表示画像には常に、造影剤からの過渡的なエコー成分に拠る画像情報と、主に組織からの定常的なエコー成分に拠る画像情報とが同一画面に同時に含まれている。しかも、過渡的なエコー成分に拠る画像情報と定常的なエコー成分に拠る画像情報の夫々は、前述した相互独立の後信号処理を経た信号で形成されているので、造影剤エコー像及び組織エコー像としてそれぞれに最適化された画像として表示される。

【0112】したがって、このコントラストエコー法を行なうと、造影剤、すなわち組織の微小血流はそれ自体で高い描出能を有することから、従来のように、臓器組織から発生するティッシュハーモニック成分（組織エコー）に因り微小血流の確認が困難になる事態を無くするなど、微小血流への高い視認性を常に確保することができる。この結果、コントラストエコー法に拠る診断能を従来法に比べて大幅にアップさせ、しかも安定した診断を可能にする。

【0113】また、このコントラストエコー法に拠り組織の微小血流の動態を観察する際、組織の形態的な画像情報も同時に表示されるので、観察者は臓器全体中の微小血流の位置や広がりや空間的に容易に且つ確実に把握できる。これは、利便性に優れるだけでなく、前述した高い視認性の確保と相俟って、診断能を更にアップさせる。また、操作者は最も見易い画像又は所望画像にその場で簡単に切り換えることができるので、操作の負担や労力も少ない。

【0114】さらに、このコントラストエコー法を実施する場合、エコー信号2と差分信号Sとが同時に提供され、かつ独自に信号処理されるため、抽出された造影剤エコー画像を前述した如く種々の合成法に拠る表示形態及び表示カラーで表示することができる。このため、観察者は所望の表示形態を適宜に選択することができるほか、複数の表示形態を切り換えて使用しながら、観察を続けることもできる。したがって、微小血流の診断を行なうに際し、何種類かの表示形態やカラーで同一部位を表示して相互に確認しながら診断を進めることができるなど、多面的な観察によって診断の一層の信頼性向上を図ることができる。

【0115】さらに、この実施形態にあっては、上述した両エコー像の同時表示を被検体に対するスキュン中にリアルタイムに行なえる。その一方で、イメージメモリ29A、29Bを備えているので、スキュン後に、このメモリからエコーデータを個別に呼び出して、上述と同様の組織エコー像と造影剤エコー像とを重畳状態、並置状態、又は何れか一方を単独で選択的に表示できる。ま

た、この表示時に、それらの表示形態を適宜なタイミングで切り換えて表示させることもできる。これらのスキュン後の表示においても、双方のエコー信号の独立した処理及びそれらの断層像の同時表示に関わる上述した利点を享受できる。

【0116】さらにまた、本実施形態のコントラストエコー法による超音波イメージングは、2パルス差分法に基づいているため、位相パルス加算法と比較して、以下のような利点も得られる。

【0117】第1に、位相パルス加算法の場合、全ての2次高調波成分が抽出されるため、定常的なティッシュハーモニック成分も抽出成分に含まれてしまう（つまり描出される）。しかし、2パルス差分法の場合、定常的な成分はキャンセルされ、過渡的なエコー成分のみが抽出される。つまり、ティッシュハーモニック成分は描出されない。

【0118】第2に、位相パルス加算法を使用する場合、高調波成分の描出が目的となるため、プローブの感度は広帯域であることが必要である。例えば、送信周波数が3MHzであるとする、その受信周波数が6MHzになるから、プローブ感度としては少なくとも3～6MHzの帯域を確保する必要がある。このように、6MHzなど、高周波数になるほど、超音波信号は伝搬時の減衰が大きくなるので、それだけ感度が低下する。これに対して、2パルス差分法を用いると、送信周波数が3MHzの場合でも、同一の3MHzの周波数にて信号差を検出することから、上述した感度低下を心配する必要もない。

【0119】（第2の実施形態）本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置を図12に基づき説明する。

【0120】この超音波診断装置は、前述した第1の実施形態の超音波診断装置と同様の機能を有するが、相違する点は、図12に示す如く、差分回路23の構成にある。その他の構成は第1の実施形態と同等である。

【0121】図12に示すように、この差分回路23は、電子スイッチ41、ラインメモリ42A、42B、減算器43、及び加算器44を備える。前述した図3の構成と比較して、新たに加算器44を設けている。この加算器44により、ラインメモリ42A、42Bからの読出し信号を共に加算し、加算信号A＝「エコー信号1」＋「エコー信号2」を生成し、これを前述したエコー信号2の代わりに出力するようになっている。

【0122】つまり、差分信号S及び加算信号Aが、この差分回路23から後段のレシーバ24、BモードDSC25、及びデータ合成器26に順に各別に送られる。これにより、この差分信号S及び加算信号Aに対して、前述した独立の後信号処理が施され、それらの断層像が合成されて表示される。

【0123】このように、前述した差分信号Sに加え、加算信号Aはエコー信号1及び2を加算平均して作



(4) 01-212144 (P2001-0444)

られる。この加算信号Aによれば、加算平均によって前述した過渡的なエコー成分は減少しており、定常的な組織エコー成分が強調される。この結果、造影剤エコー像と共に表示される組織エコー像の描出能がそれだけ優れたものになる。

【0124】なお、第1の実施形態で説明した、独立した後信号処理、表示形態及び表示カラーの生成、並びに、それら表示形態及び表示カラーの切換制御は第1の実施形態と同様に、本実施形態にも全て適用することができる。同等の作用効果を得ることができる。

【0125】(第3の実施形態) 本発明の第3の実施形態に係る超音波診断装置を図13(a)に基づき説明する。

【0126】この超音波診断装置は、1走査線当たりのスキャン回数(送受信回数)に特徴を有する。すなわち、前述した実施形態では、このスキャン数を2回に設定して説明したが、3回以上であってもよい。

【0127】図13(a)には、一例として、スキャン回数が3回の場合を示してある。これに従えば、全部で100本の走査線に内、最初の走査線にはスキャン順(1)、(2)、(3)が割り当てられ、その隣の走査線にはスキャン順(4)、(5)、(6)が割り当てられ、以下同様にして、最終の走査線にはスキャン順(298)、(299)、(300)が割り当てられる。この内、各走査線に対して、第1番目及び第3番目のスキャンによる2つのエコー信号から差分信号Sが演算される。この差分信号Sと対を成す、前述したエコー信号は、かかる2つのエコー信号のうちの何れかがそのまま出力されるか、又は、その両者が第2の実施形態で説明した如く加算平均されて加算信号として出力される。

【0128】上述の差分法によれば、第1番目及び第3番目のスキャンによる2つのエコー信号を差分の対象としているので、2つの信号相互間の時間が長く空くこと、及び/又は、その間に別の送信が介在することから、造影剤の微小気泡の挙動変化がより大きくなり、差分信号Sの強度もより大きくなる。つまり、造影剤由来の過渡的なエコー成分が大きくなって、造影剤エコー像の描出能が向上する。ただし、この時間間隔が大きくなり過ぎて、臓器の動きが無視できなくなる場合、差分信号Sに臓器エコーが混入してくる事態も想定される。このため、各走査線当たりのスキャン回数(送受信回数)は2、3回程度が最も適している。

【0129】さらに、上述したスキャン法の変形例として図13(b)に示す方法を挙げる。この変形例によれば、同図(a)に示す、各走査線当たり3回のスキャンにおいて、第2番目のスキャンを、微小気泡を励起するための別種の送信Bに設定してある。この送信Bは、第1番目及び第3番目のそれとは異なり、画像化を目的としたものではなく、気泡の物理的状態を励起して第1番目のスキャン(送信1)によるエコー信号1と第3番目

のスキャン(送信2)によるエコー信号2との信号上の特質の違い(強度など)を際立たせることを目的としている。すなわち、過渡的なエコー成分がより顕著になる。これを達成するため、この別送信Bには、一例として、比較的低周波数で波連数の多く、振幅も比較的大きめの送信波形の超音波信号が使用される。このように別送信Bを介在させることで、前述した造影剤エコー像の描出能を一層、向上させることができる。

【0130】上述した各実施形態は単なる例示であって、本発明の範囲を限定することを意図するものではない。本発明の範囲は特許請求の範囲の記載内容に基づいて決まるもので、本発明の要旨を逸脱しない範囲において様々な態様のものを実施することができる。

【0131】

【発明の効果】以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置および超音波診断方法によれば、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を被検体に投与して行なうコントラストエコー法において、造影剤由来の過渡的なエコー成分が組織エコー成分から抽出され、この抽出(分離)状態のまま、抽出エコー成分に拠る信号と元のエコー信号とが独自に信号処理された後、独自の階層像として画像再合成され、これにより、造影剤エコー像と組織エコー像とが同時に提供される。これにより、造影剤エコー像と組織エコー像がそれぞれ最適状態で画像化されるので、両方の描出能が共に優れ、一方に比重を置いたがためにもう一方の画像の描出能の低下が余儀なくされるということも無く、かつ、組織血流の高い視認性も確保される。したがって、従来法に比べて、コントラストエコー法に拠る診断能を大幅にアップさせ、診断に対する高い信頼性を確保することができる。

【0132】これにより、血管部の血流動態の情報やバフュージョンの検出による臓器実質レベルの血行動態の情報をより高精度且つ高精細に定量化することができ、血流情報の定量化、鑑別診断に関する、より詳細な情報を確実に提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】第1の実施形態に係るスキャン順を説明する図。

【図3】第1の実施形態における差分回路のブロック図。

【図4】エコー信号と差分信号の独立して処理を模式的に示す機能ブロック図。

【図5】第1の表示形態に係る画像の合成処理を説明する概略フローチャート。

【図6】第1の表示形態を例示するモニタ画面の図。

【図7】第2の表示形態に係る画像の合成処理を説明する概略フローチャート。

【図8】第2の表示形態を例示するモニタ画面の図。

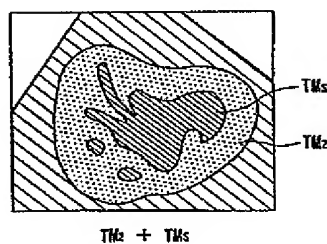
- 23 差分回路(差分演算手段・加算演算手段)
- 24 レシーバ(生成手段・処理手段)
- 25 BモードDSC(生成手段・処理手段)
- 26 データ合成器(生成手段・表示手段・処理手段)
- 27 カラーコーディング回路(生成手段)
- 28 表示器(表示手段)
- 29A, 29B イメージメモリ(画像記憶手段)
- 30 コントローラ(スキャン手段、生成手段)
- 32 切換制御回路(生成手段)
- 41 電子スイッチ
- 42A, 42B ラインメモリ
- 43 減算器(差分演算手段)
- 44 加算器(加算演算手段)

```

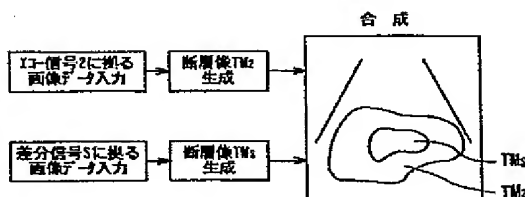
graph LR
    A[I1-signal to the image data input] --> B[Synthesized TM2 generation]
    B --> F[Synthesis]
    C[Differential signal S to the image data input] --> D[Differential TM2 generation]
    D --> E[Threshold processing]
    E --> G[Thresholding]
    G --> F
    F --> H[TM2s]
    F --> I[TM2]
    H --> J[TM2 + TM2s]
    I --> J
    
```

(16) 01-212144 (P2001-@) (撮莉)

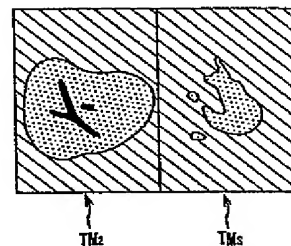
【図6】



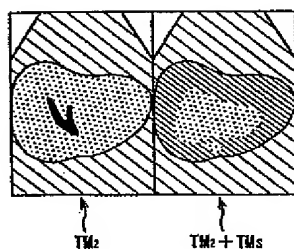
【図7】



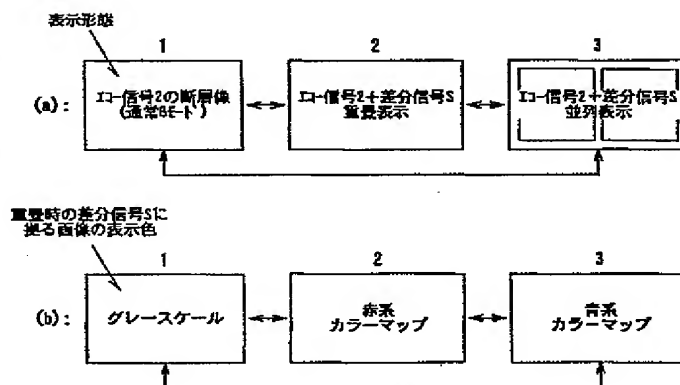
【図9】



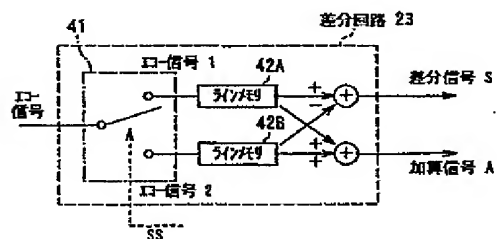
【図10】



【図11】

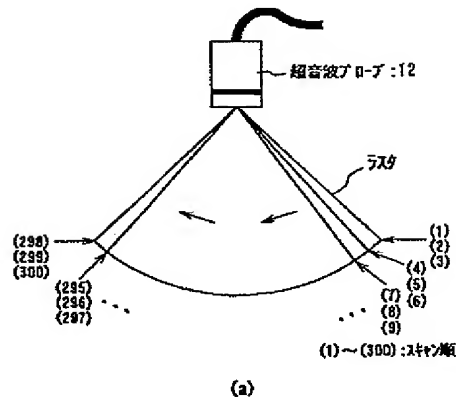


【図12】



( 7 ) 01-212144 ( P 2001-0:44

【図13】



- |                |
|----------------|
| (1):送信1        |
| (2):送信B(ノズル回転) |
| (3):送信2        |
| (4):送信1        |
| (5):送信B(ノズル回転) |
| (6):送信2        |
| (7):送信1        |
| (8):送信B(ノズル回転) |
| (9):送信2        |
| ...            |

(b)

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 BB12 BB14 BB22 CC02 EE07  
 EE11 JB12 JB29 JB38 JB42  
 JC01 KK02 KK03 KK12 KK13  
 LL20  
 5J083 AA02 AB17 AC28 AC29 AD01  
 AD08 AE08 AF04 BA02 BC02  
 BD02 BD03 BD06 BD20 BE38  
 BE50 BE53 BE56 CA01 CA12  
 CB02 DC05 EA02 EA08 EA10  
 EA14 EA24 EA33 EA34 EA37  
 EA41 EA46 EB02